

## ⑫ 公開特許公報(A)

平2-239856

⑤Int. Cl.<sup>5</sup>

識別記号

庁内整理番号

④公開 平成2年(1990)9月21日

A 61 B 17/36

3 3 0

7916-4C

審査請求 未請求 請求項の数 5 (全 27 頁)

⑤4発明の名称 腫瘍治療装置

②特 願 平1-58021

②出 願 平1(1989)3月13日

⑦2発 明 者 稲 葉 誠 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnbas光学工業株式会社内

⑦2発 明 者 石 原 康 一 郎 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnbas光学工業株式会社内

⑦2発 明 者 阿 部 匡 志 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnbas光学工業株式会社内

⑦1出 願 人 オリnbas光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

⑦4代 理 人 弁理士 杉村 暁秀 外1名  
最終頁に続く

## 明 細 書

1. 発明の名称 腫瘍治療装置

2. 特許請求の範囲

1. 超音波照射部と観測部とを有する腫瘍治療装置において、

超音波照射部を構成する体腔内への挿入部先端に腫瘍から発生する蛍光を検出する蛍光検出手段と、腫瘍に向けて超音波を照射する超音波発生手段とを設けたことを特徴とする腫瘍治療装置。

2. 超音波発生手段として、診断用超音波素子と治療用超音波素子とを設けたことを特徴とする請求項1記載の腫瘍治療装置。

3. 蛍光検出手段に挿入部の挿入軸に直交する全方向からの蛍光を検出する手段を付設したことを特徴とする請求項1記載の腫瘍治療装置。

4. 観測部のモニタに蛍光強度表示手段を設けたことを特徴とする請求項1記載の腫瘍治療装置。

5. 超音波照射部と観測部とを有する腫瘍治療装置において、

超音波照射部が有する蛍光検出手段は体腔内への挿入部先端に設け、超音波発生手段は体腔外に設けたことを特徴とする腫瘍治療装置。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、患部に超音波を照射し治療する腫瘍治療装置に関する。

(従来の技術)

最近、患部に集積したHPD等の光感受性物質に超音波を照射すると殺細胞効果が増強され、光感受性物質にレーザーを照射して癌治療を行うPDTと同様の効果が得られることが判明している。

レーザーを照射する治療法は、光ファイバ等を用いてレーザー光を導光して行うものであるが、一般的に行われているPDTは次のようなものである。まず光感受性物質を静注投与し、腫瘍に光感受性

物質を集積させる。腫瘍に $\lambda = 430\text{nm}$ のレーザを照射すると腫瘍部から $\lambda = 615, 670\text{nm}$ の蛍光が発生する。この蛍光発生部に $\lambda = 630\text{nm}$ のレーザを照射すると細胞破壊がされ治癒するのである。

ところがレーザ照射法によるのは、照射角度、照射深達度の面で十分でないとともに広範囲の腫瘍についての照射効率が悪く、腫瘍治療には超音波照射法による方が効果的である。この方法は光感受性物質を静注投与して腫瘍に光感受性物質を集積させた後、超音波（1MHz, 1W程度）を照射し音響ルミネッセンスにより400nm程度のスペクトルを発生させる。この発生を光感受性物質が吸収し、励起され蛍光が発生する。そして殺細胞効果が生じ治癒するのである。

（発明が解決しようとする課題）

しかしながら、患部に超音波を照射して治療する方法には次のような問題がある。先ず患部を容易かつ確実に検知することが困難であり、また、患部検知後の目的とする腫瘍部にのみ超音波を照射し、正常部位への悪影響を防止することが困難

であるのである。

本発明は、こうした問題点を解決すべく提案されるもので、超音波を所要箇所のみ照射できる腫瘍治療装置を提供することを目的としたものである。

（課題を解決するための手段および作用）

本発明は、上記目的を達成するため超音波照射部と観測部とを有する腫瘍治療装置において、超音波照射部には腫瘍から発生する蛍光を検出する蛍光検出手段と、腫瘍に向けて超音波を照射する超音波発生手段を設けたものである。

このように治療部位を的確に検知し、治療部位にのみ超音波を照射して適正な腫瘍治療を行うことが可能となる。

（実施例）

腫瘍治療装置を用いる場合、患部を容易かつ確実に検知して治療することが必要である。第1図は、そのための第1実施例を示すものでプローブの先端構成部1には、内部に超音波振動子2を有する振動子ユニット3を設け、振動子ユニット3

- 3 -

にはラジアルスキャンするための駆動力を伝達する中空のフレキシブルシャフト4を接続し、フレキシブルシャフト4の中空には超音波振動子2へ信号を送受する信号ケーブル5を設ける。先端構成部1はテフロンやシリコン等の可撓性の材質から成る本体6を有し、この本体6の超音波振動子2に対向する部分には、超音波が通過可能な窓7を形成している。窓7の後方すなわち本体6の術者手元寄り位置には、本体6の外周方向に4つに分割された布状ファイバ8を設け、各布状ファイバ8の裏側でファイバ8aが束ねられ、ライトガイド8bとして本体6の延在方向に引き込まれている。更に本体6内には送水路9を設け、先端構成部1を覆うように設けた透明なバルーン10内に送水するように設けた送水口10aを介してバルーン10をふくらませるようにしている。

プローブは、体腔内に挿入するに十分な長さを有しており、先端構成部1に連続する術者手元側の本体6の端部からは送水路9に接続している送水管11が引き出され給水用ポンプ12に接続してい

- 4 -

る。さらに本体6の端部からは、信号ケーブル5の端部13が引き出されラジアル駆動及び超音波駆動装置14に接続しており、またフレキシブルシャフト4の端部15が引き出され分光器17に接続している。なお、蛍光検出・表示部16には前記分光器17のほか、SITカメラ18、モニタ部19を設けている。20は超音波画像処理部である。

このように構成した第1実施例の装置を操作するには、先ず患者にHPD等の光感受性物質を投与して患部に集積させ、その後プローブを管腔内に挿入する。この挿入は、経内視鏡的にあるいはX線透視下でのプローブ単独挿入等により行えばよい。

そして、患部と予測される付近にプローブ先端を位置させた後、送水路9を介して給水用ポンプ12により注水しバルーン10をふくらませて管腔壁に密着固定し、プローブ先端を定置させる。そして超音波振動子2を励振させラジアルスキャンしながら超音波を患部を目標に照射すると患部に集積した光感受性物質が励起され蛍光を発する。こ

- 5 -

- 6 -

の蛍光を布状ファイバ8で受光し、ライトガイド8bを介して発光検出・表示部16に導光し蛍光量をモニタする。このように蛍光量を検知することによって患部の位置を正確に把握できるのである。そこで更に光感受性物質の集積部に超音波を照射することにより、殺細胞効果が増強され正確な治療が行われる。なお、この場合に超音波画像処理部20を介して超音波画像を観察することができるようにしておくことにより、より適切な治療を実現できる。

第2、3図は、本発明の第2実施例を示したもので、体腔内に挿入するプローブの概要図である。軸21は細径で可撓性の材質から成るもので先端を体腔内へ挿入する際に体腔内壁、患部等を損傷しないように曲面形成してある。この軸21の先端近傍の外側にはPVDf等の超音波振動子22を設け、軸21の先端近傍外側には第1のバルーン23を設けている。軸21の内部には軸の延在方向に第1のバルーン23へ送気するための送気チャンネル25と超音波振動子22へ通電するための信号ケーブル22aを

設けている。

超音波振動子22は軸21の延在方向でかつ軸21の外側に延設するが、この超音波振動子22の後部から軸21外側に掛けてシース26を覆うように設けている。このシース26の先端には送気チューブ27を有する第2のバルーン24を設けている。軸21は術者の手元側にまで延在しており、手元近傍にまで連続して延在しているシース26は軸21の外側に設けてあるスライド具28に接続してあり、シース26とスライド部28は一体的に軸21に沿って摺動するようにされている。

スライド具28には、シース26と軸21との間隙に注水するための送水口29を設けるとともに手元側からの水洩れを防止するためのリング30を設けている。31は信号ケーブル26に接続してある通電コネクタであり、32は第1のバルーン23へ送気する送気口金である。

上記のように構成された第2実施例のプローブを操作するには、まず、プローブ全体を腫瘍部の存在する管腔34等に挿入して第1のバルーン23に

- 7 -

- 8 -

送気口金32、送気チャンネル25を介して送気する。そして第2図に示すように腫瘍部33の先方に位置してプローブ全体がそれ以上挿入方向に進まないよう固定する。第1のバルーン23の後方には超音波振動子22が腫瘍部33に対向するように位置しているが、腫瘍部33の管腔方向長さに合わせて超音波振動子22を露出させて必要長さだけ腫瘍部33に対向させるために、スライド具28を介してシース26を軸21に沿ってスライドさせ超音波振動子22の露出長を定める。その後、第2のバルーン24に送気チューブ27を介して送気してふくらませ、シース26が移動しないようにするとともにプローブ全体を管腔34内で固定する。次にスライド具28に設けた送水口29から軸21外側とシース26内側との間隙を介して送水し、第1のバルーン23と第2のバルーン24との空間を水で充満させる。このようにして超音波が腫瘍部33に伝達していき易い状態とし、超音波振動子22を励振し照射するのである。

本実施例によれば、腫瘍部33に対向しない超音波振動子22はシース26で覆われるとともに、第2

のバルーン24があるため超音波は不要な部分に照射されることがなくなる。

第1実施例のような腫瘍治療装置が使用困難な体腔内の部位においては、第4図Aに示す第3実施例の装置を用いればよい。この装置は内視鏡35の挿入部36に連続して操作部37を設け、操作部37には挿入部先端に設けた観察光学系に接続した接眼部38を設け、さらに挿入部先端と連通する鉗子口39を設けており、鉗子口39を通して先端に超音波振動子を有するプローブ40を挿通している。プローブ40の術者手元側にはプローブ駆動部41を設けてあり、リニアあるいはラジアルスキャンするようにしてある。そして超音波画像は、超音波観測装置42のモニタに映出するようにしてある。

第4図Bは、プローブ40の先端部断面図である。超音波振動子43が振動子固定部44に固定してあり、振動子固定部44はフレキシブルシャフト45に接続され、フレキシブルシャフト45の回転によりプローブ40の外側を形成するシース47の軸回りに回転する。フレキシブルシャフト45とシース47との間

- 9 -

- 10 -

には蛍光性プラスチック光ファイバ46が設けてあり、蛍光を吸収することにより励起されて蛍光を発生させてプローブ40の術者手元側に伝達し、第4図Aに示す蛍光検出部48に送光する。なお、挿入部36先端は操作部37の操作ノブを介して遠隔的に彎曲操作される。49は、超音波振動子43へ信号を送受する信号ケーブルである。

第4図Cは、超音波振動子を有するプローブに代えて鉗子口39に挿通するレーザプローブ50の先端構成部を示したものである。蛍光性プラスチック光ファイバ51は、レーザプローブ50のほぼ軸芯に設けたレーザの導光ファイバ52と先端にチップ53を有するレーザプローブ50の外側を形成するチューブ54との間に設けている。

第4図Dは、第4図Aに示した装置とは独立して用いる体外式超音波発生装置である。この装置は、超音波振動子55を有する本体56を設けてあり、超音波振動子55は超音波駆動装置57と接続している。本体56に連設してある移動装置58は、第4図Aの超音波観測装置42による超音波画像に基いて、

腫瘍56aの位置へ超音波の集束点が合致するように位置合わせするためのものである。この装置を用いる場合は、超音波振動子55と人体との間に水等の超音波伝達体59を軟性樹脂等から成る膜60内に充満させて行う。

本実施例の装置を用いて治療するには、まず、患者に光感受性物質を投与しておく。そして、体腔55内へ内視鏡35を挿入し、鉗子口39からプローブ40あるいはレーザプローブ50を挿通し内視鏡観察をしながらそれらの先端を体腔55の末梢部55aへ挿入する。ここで腫瘍部56が体腔壁に対し表在性である場合は、超音波観測装置42で画像観測し、あるいは腫瘍部56に集積した光感受性物質に超音波またはレーザを照射することにより発生する蛍光を蛍光性プラスチック光ファイバ46、51で検出し、腫瘍の大きさ、方向、深達度等を把握する。

腫瘍部56の位置を把握したところで、レーザあるいは超音波または体外式超音波発生装置からの超音波を照射するか、これらの組み合わせにより照射して腫瘍部56に発光させつつ殺細胞効果を得る

- 1 1 -

のである。深部腫瘍56aのため蛍光観測やレーザ照射を実施できない場合は、超音波プローブ40による超音波画像に基づいて光感受性物質の集積した腫瘍部56aへ体外式超音波発生装置からの超音波を照射して、殺細胞効果を得ればよい。

第5図は、プローブ（第4図B）の変形例でプローブ61のシース62を蛍光の透過しないチューブで形成し、シース62の一部に開口部63を形成したものである。他の構成については第4図Bと同様である。本実施例では超音波振動子からの超音波により腫瘍部に発生する蛍光は、開口部63から取り込まれるため、その蛍光量を検知すれば蛍光量が最大となる開口部63の方向に腫瘍があることとなるので、効果的な把握ができる。

第6図は、プローブ（第4図B）の別の変形例でプローブ64のシース65の外側に蛍光を透過しない第2のシース66を設け、その一部に開口部67を形成したものである。他の構成については第4図Bと同様である。本実施例では、第2のシース66をシース65に対し進退方向、回動方向に自在に移

- 1 2 -

動させることができるため、腫瘍部に発生する蛍光量が最大となるように開口部67を移動させて、腫瘍部の方向、位置をより正しく把握することができる。なお、第5図、第6図の実施例はレーザプローブについても応用できる。

第7図は、第4図A、Dに示す実施例の変形例で、前記実施例では超音波観測装置と蛍光検出部により把握した腫瘍部の位置に基づき、術者がマニュアルで移動装置の操作をし体外式超音波発生装置を移動する構成であったが、この変形例では蛍光検出部48a、超音波観測装置42aに接続して位置検出部68を設け、これを移動装置にも接続して腫瘍位置の検知に伴い自動的に体外式超音波発生装置を動作させるようにしたものである。具体的には内視鏡先端が体腔内のどこに位置しているかを記録しておき、次に超音波走査と蛍光検出により腫瘍部のプローブに対する位置を検知し、体腔内における位置を算出する。そして体外式超音波発生装置の位置合わせを行うのである。

第8図は、第7実施例を示したもので、超音波

- 1 3 -

- 1 4 -

プローブ69の内部先端に超音波振動子70を振動子ユニット72を介して設け、これを透明筒状の回転伝達部材71に連結してラジアルスキャンできるようにしてある。回転伝達部材71は超音波プローブ69の延在方向に延在しているコイルシース73に連結しており、超音波振動子70へ信号を送受する信号ケーブル74は回転伝達部材71、コイルシース73の中を通り中継部75を経由して超音波画像装置76へ接続してある。

超音波振動子70の近傍には超音波射出方向と同方向に光軸を有する光学系77を設け、光学系77からの光情報は、回転伝達部材71、コイルシース73の中を通した光ファイバ78を介して伝達され、中継部75、蛍光強度検出部79、演算部80を経由して超音波画像装置76へ接続してある。コイルシース73はラジアル駆動部81に接続しており、超音波振動子70の回転方向における向きはエンコーダ等の回転方向検出手段82により検知され、その位置情報は演算部80を経由して超音波画像装置76に伝達される。ラジアル駆動部81から超音波プローブ69

の先端にかけてはテフロン等から成るシース83で覆い、超音波振動子70と光学系77に対向する部分には透明なポリエチレンから成る透過窓84を形成している。

この実施例を用いて治療するには、先ず患者に光感受性物質を投与し、腫瘍部近傍を超音波プローブ69でラジアルスキャンして超音波画像診断を行う。すると腫瘍部84に集積した光感受性物質は、超音波の音響ルミネッセンスにより発生する400nm付近の蛍光を吸収、励起して、基底状態に戻る際600nm付近の蛍光を発光する。蛍光強度検出部79が光学系77を介して600nm付近の蛍光を検知し、超音波振動子70からの信号と演算部80でいずれの方向（腫瘍の方向）から蛍光が発光しているかを対応検知して超音波画像装置76に画像表示する。図示の超音波画像装置76の画面では、超音波画像86の外側に蛍光表示帯85を形成し、蛍光の方向と強度を輝度として表示している。このようにして、腫瘍部の方向と大きさを容易かつ確実に検知でき、適正な治療を実現できる。

- 15 -

- 16 -

第9図は、第7実施例の変形例であり、リニアスキャン型の超音波プローブ87を用いたものである。この実施例では、振動子ユニット88、光学系89等でコイルシース90に一体動するように固定しており、リニア駆動部91によりシース92に対し進退動（例えば30mm程度）できるようにしてある。超音波画像装置93での表示方法は、超音波画像94の上方に画像と対応するように蛍光表示帯95を形成し、蛍光を発生する位置と強度を輝度として表示するようにしている。他の構成については第3実施例と同様であり、治療の実際においても超音波プローブを用いてリニアスキャンして行う点を除けば第3実施例と同様である。これにより腫瘍部からの600nm付近の蛍光を検知して表示させ、腫瘍の位置と大きさを容易かつ確実に把握できる。

第10図A、Bは超音波画像表示装置のみの他の変形例である。Aはラジアルスキャン用のもので、Bはリニアスキャン用のものであるが、それぞれの蛍光表示帯96、97は等分割のセル96a、97aとして形成している。検知した蛍光の方向または位置

は対応するセル96a、97aを点滅表示させ、さらに蛍光の強度を点滅の周波数に変換し、蛍光が強いほど速く点滅させるようにして表示の読取りを容易にした。同様の効果は、セル96a、97aの色を変化させるようにしても得られる。

第11図は、第7実施例の他の変形例を示したものである。超音波プローブ98はラジアルスキャン型のものであり、振動子ユニット99には診断用超音波振動子100と治療用超音波振動子101とを超音波プローブ98の軸線に直交する方向に反対向きに設けている。そして、治療用超音波振動子101は信号ケーブルを介して強力超音波発生装置102に接続して送信するようにしている。他の構成については、第7実施例と同様である。

この装置を用いての治療は、第7実施例と同様だが本実施例では特に強力超音波発生装置102から治療用超音波振動子101を介して1MHz 1W程度の強力超音波を患部に照射することで殺細胞効果の向上を図れる。この場合、第12図に示すように蛍光強度の強い範囲（腫瘍部のある方向）に

- 17 -

- 18 -

のみ強力超音波を照射するように、演算部103からの信号を強力超音波発生装置102に送信すればよい。この治療方法は、リニアスキャン等他の走査方式に応用できることはいうまでもない。

第13図、第14図は実際の使用例を示したものである。

第15図は、第11実施例を示したもので、中空チューブ（カテーテル）104の先端に延在方向に分割したPVDF、圧電素子等の超音波発生手段を配し、それぞれの超音波発生手段105に信号ケーブルを接続し、術者手元側に配した切替スイッチ106を介してアンプ107、発信機108に接続するとともに、フットスイッチ109を接続し任意の超音波発生手段を駆動するようにしている。超音波発生手段105を覆うようにバルーン110を設け、カテーテル104の手元側に設けた灌流装置111を介してバルーン110内に超音波伝達媒体液を注入できるようにしている。

この装置を用いて治療するには、先ず、患者に光感受性物質を静注投与し、腫瘍部に集積したと

ころでカテーテル104を体腔内に挿入し超音波発生手段105の全てを駆動して全周に超音波を照射する。カテーテル104の内部には内視鏡を挿通できるので、内視鏡により超音波が照射され光感受性物質が反応して発光して腫瘍部を視認する。そこで術者はフットスイッチ109を介して、発光している腫瘍部方向に対向している超音波発生手段105のみを駆動して超音波を照射し、治療を行う。治療時に強い超音波が必要であれば個々の超音波発生手段105は、独立して出力制御できるので選択的に出力を強くすることができる。このようにして、本実施例では効率的な診断、治療を行い、診断、治療時間の短縮化を図れる。なお、本実施例では患部に対向している超音波発生手段を識別しないと駆動させる超音波発生手段を選択できない。そこでカテーテルの内側に数字、記号等で超音波発生手段に対応する識別手段を形成し、フットスイッチ等の外部制御手段の対応するスイッチにより選択的に駆動させればよい。

第16図A、Bはカテーテルの変形例を示したも

- 19 -

ので、超音波発生手段105a、105bを治療対象に合わせて使用できるようにAは超音波発生手段をカテーテル長さ方向に分割したものであり、Bはカテーテルの長さ方向およびそれに直交する方向に分割したものである。

第17図Aは、本発明の第12実施例を示したもので、超音波プローブ112の先端には先端に鏡113を有する集光レンズ114を配し、集光レンズ114には超音波プローブ112の延在方向に光ファイバ115を接続し、光ファイバ115の他端は分光器116に接続している。集光レンズ114の後部には整合層レンズ117を有する超音波振動子118を設け、これに接続した信号ケーブル119は、超音波振動子駆動回路119に接続している。超音波振動子118は回転部材120に固定されており、回転部材120は超音波プローブ112本体に設けてある接続部材121に係止部122を介して回転可能に支持されている。回転部材120は、術者手元側にまで延在しているコイルシース123に接続しており、その他端はモータ124の駆動軸に連結しており、

回転部材120に回転力を伝えるようにしてある。モータ124はモータ制御回路125を介して操作部126に接続され、超音波振動子駆動回路119も操作部126に接続されている。

前記光ファイバ115は、その他端が分光器116に連結され、分光器116にはさらにS I Tカメラ126、アナライザ127を通してモニター128が接続してある。

集光レンズ114、超音波振動子118の周囲には先端キャップ129を有するポリエチレンから成る円筒130が設けてあり、円筒内部には水等の超音波伝達液131を充滿させている。この円筒130は、接続部材120を介して超音波プローブ本体を形成するテフロンシース132に固着してある。

本実施例の装置を用いて治療するには、先ず患者に光感受性物質を静注投与し腫瘍部に集積させる。次に超音波プローブ112を経内視鏡的に体腔内に挿入し、操作部126を操作しモータ制御回路125を介してモータ124を駆動させる。するとコイルシース123を介して回転部材120が回転し、

- 20 -

- 21 -

- 22 -

超音波振動子118 が回転する。次に操作部126 を操作して超音波振動子駆動回路119 を介して、超音波振動子118 を駆動させ超音波を照射する。超音波は音響ルミネッセンスにより 400nmのスペクトルを発光し、腫瘍部に集積した光感受性物質に吸収されると、腫瘍部から 615,670nmの蛍光が発生する。この蛍光を集光レンズ114 で集光し鏡113 で反射して光ファイバ115 に送光する。光ファイバ115 を通った蛍光は、分光器116 で分光され、SIT カメラ126 、アナライザ127 を経由してモニタ128 に表示される。モニタ128 の画像を表示したのが第17図Bであり、これを見て光の強度の強い個所を確認してモータ124 を停止させる。すると超音波振動子118 の回転が止まり、腫瘍部に400nm のスペクトルが照射される。このスペクトルを腫瘍部に集積した光感受性物質が吸収し、殺細胞効果を発現し治療ができるのである。

このようにして、本実施例では腫瘍部に超音波が照射されているか否かを確認しながら適正な治療ができる。

- 2 3 -

順次駆動させ、超音波を腫瘍部に照射することにより発生する 615,670nmの蛍光を集光レンズ139 で集めてモニタ148 に映出して腫瘍部を探し出す。腫瘍部を把握したら超音波振動子134a~c を選択的に駆動して、腫瘍部に超音波を照射し殺細胞効果により治療を行うのである。

本実施例は、超音波振動子134a~c を回転させながら駆動させる方式を採らないので、回転機構、装置を要せず構成の簡素化を図れるとともにプローブ径を細くできる。また複数の超音波振動子を選択的に駆動させて効率的治療ができる。なお、超音波振動子の数は3個に限定されるものでないことはいうまでもない。

第19図は第14実施例を示すものでプローブ149 の一部断面図である。コーンミラー150 は、固定部材151 に固定しており、固定部材151 はコーンミラー150 より後方に設けてある固定板152 に固定してある。これらは先端部材153 を有するカバー154 で覆われており、このカバー154 にはレーザー光の照射あるいは蛍光の受光を行う窓154aが形

- 2 5 -

第18図は、第13実施例の変形例であり超音波振動子134a, 134b, 134cはプローブ133 の先端外周上に列設しており、これら超音波振動子は制御回路135 を介して超音波振動子制御装置136 に接続している。この装置136 は操作部137 から命令の入力をされるように接続してある。プローブ133 の先端には、鏡138 を有する円柱状の集光レンズ139 を設けている。プローブ133 先端外方を覆うように、先端キャップ140 を有するポリエチレンから成る円筒体141 とテフロンシース143 は、固定部材142 を介して接続されるとともにプローブ133 に固定されている。他の構成については、前記実施例と同様であり、144は光ファイバー、144 は分光器、146 はSIT カメラ、147 はアナライザ、148 はモニタである。

この装置を用いて治療するには、先ず光感受性物質を患者に静注投与して後、本装置を経内視鏡的に体腔内へ挿入する。操作部137 を操作して超音波振動子制御装置136 で遅延をかけ、超音波振動子駆動回路13を介して超音波振動子134a~c を

- 2 4 -

成してある。なお、先端部材153 はカバー154 が摺動できるように水密に接合してあるとともに、先端部材153 は、固定部材151 を固定している。

前記固定板152 の中央に孔を形成して光ファイバ155 を内包した遮光管156 の端部を固定している。カバー154 は軸157 に固定しており、軸157 にはフレキシブルシャフト158 が接続しておりカバー154 を回転可能にしている。159 はエンコードである。軸157 、フレキシブルシャフト158 の外周にはそれらが摺動可能にシース160 を水密に設けている。

第20図は、装置全体を示すブロック図である。モータ161 は、プローブ149 のフレキシブルシャフト158 に接続しており、コントローラ162 を介して CPU163 に接続している。位置検出回路164 は、プローブ149 のエンコード159 に接続しており、CPU163に接続してある。光ファイバ155 は、分光器165 、レーザー装置166 と接続しており、これらは CPU163 に接続してある。さらに CPU163 には操作パネル167 、CRT168が接続してある。

- 2 6 -

本装置を用いて治療するには、先ず患者に光感受性物質を投与して後、プローブ149を体腔内に挿入し、腫瘍部169近傍に位置させる。次に操作パネル167を操作してモータを駆動させるために信号をCPU163に送信する。コントローラ162は、この信号に基づきモータ駆動信号をモータに送信する。モータ161の駆動によりフレキシブルシャフト158、軸157を介してカバー154が回転する。

一方、操作パネル167を操作して位置検出回路164を駆動する信号をCPU163に送信する。軸157の回転角は、エンコーダ159により検出されて位置検出回路164で処理される。そこで、エンコーダ159の検出値とカバー154の窓154aの位置とを予め対応させておくことにより、エンコーダ159の検出値を処理すれば窓154aの位置が把握できる。窓154aの位置データはCPU163に送信され、位置の画像化が図れる。

レーザ光の照射、腫瘍部からの蛍光の受光には先ず操作パネル167を操作して、分光器165、レーザ装置166を駆動する信号をCPU163に送信す

る。CPU163からの信号によりレーザ装置166が駆動すると、レーザ光は光ファイバ155を通してコーンミラー150に到達し、ここでレーザ光は360°方向に散乱し、その一部はカバー154の窓154aからプローブ149の外へ放射される。この場合、カバー154は回転しているので、レーザ光は360°のどの方向にも放射される。レーザ光の波長は430nmがよいが、光感受性物質を集積した腫瘍にレーザ光を照射すると、そこから波長615,670nmの蛍光が発生する。この蛍光は窓154aから受光されるが、コーンミラー150を介して光ファイバ155に入る。さらに分光器165で分光され、波長615,670nmの蛍光だけを検出する。検出した後、信号をCPU163に送り、CPU163では信号を処理し記憶するとともに、処理した信号をCRT168に送信して腫瘍部の位置を画像化する。このようにして腫瘍部の位置は窓154aの位置データと蛍光とを対応させることにより正確に把握できる。なお、レーザ装置166と分光器165の切換え装置については図示していない。把握された腫瘍部へ一連の動

- 27 -

作を経て波長630nmのレーザ光を照射することにより、腫瘍細胞が破壊されて治療が行われる。本実施例によれば、腫瘍部に対する正確な位置検出、治療が可能となる。

第21図、第22図は、第15実施例の更に別の変形例であり、前記変形例と異なるのはプローブ先端に超音波振動子171を設けるとともにカバー154に超音波射出窓154bを形成した点である。レーザ光で治療するのは前記変形例と同様である。超音波で治療するには、先ず、モータ161を駆動させてカバー154を回転させるとともに超音波振動子駆動回路164を駆動させて超音波振動子171から超音波を照射して行う。光感受性物質を集積した腫瘍部からは音響ルミネッセンスにより400nmのスペクトルが発光する。スペクトルを窓3aを通して発光位置を検出しておいて、超音波をそこへ照射することにより、スペクトルを光感受性物質が吸収し励起されて殺細胞効果が生じるのである。なお、超音波を照射して発光したスペクトルの位置を検出して、その位置に波長630nmのレーザ光

- 28 -

を照射して治療を行ってもよい。

〔発明の効果〕

以上のごとく本発明によれば、超音波振動子を必要範囲だけ露出させて超音波を所要の患部に照射できるようにしたので、正常部位への悪影響を防止して適正な治療ができる。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は、本発明の第1実施例を示す概要図、

第2図、第3図は第2実施例に係るプローブの断面概要図および使用状態を示す概要図、

第4図A、B、C、Dは第3実施例を示す図、

第5図は第4実施例、第6図は第5実施例、第7図は第6実施例、第8図は第7実施例、第9図は第8実施例、第10図は第8実施例、第10図A、Bは第9実施例、第11、12図は第10実施例、第13、14図は実際の使用例、第15図は第11実施例、第16図A、Bはカテーテルの実施例、第17図A、Bは第12実施例、第18図は第13実施例、第19、20図は第14実施例、第21、22図は第15実施例を示す図である。

- 29 -

- 30 -



- |            |             |
|------------|-------------|
| 1…先端構成部    | 2…超音波振動子    |
| 3…振動子ユニット  | 7…窓         |
| 8…布状ファイバ   | 10…バルーン     |
| 14…超音波駆動装置 | 16…発行検出・表示部 |
| 19…モニタ部    | 20…超音波画像処理部 |

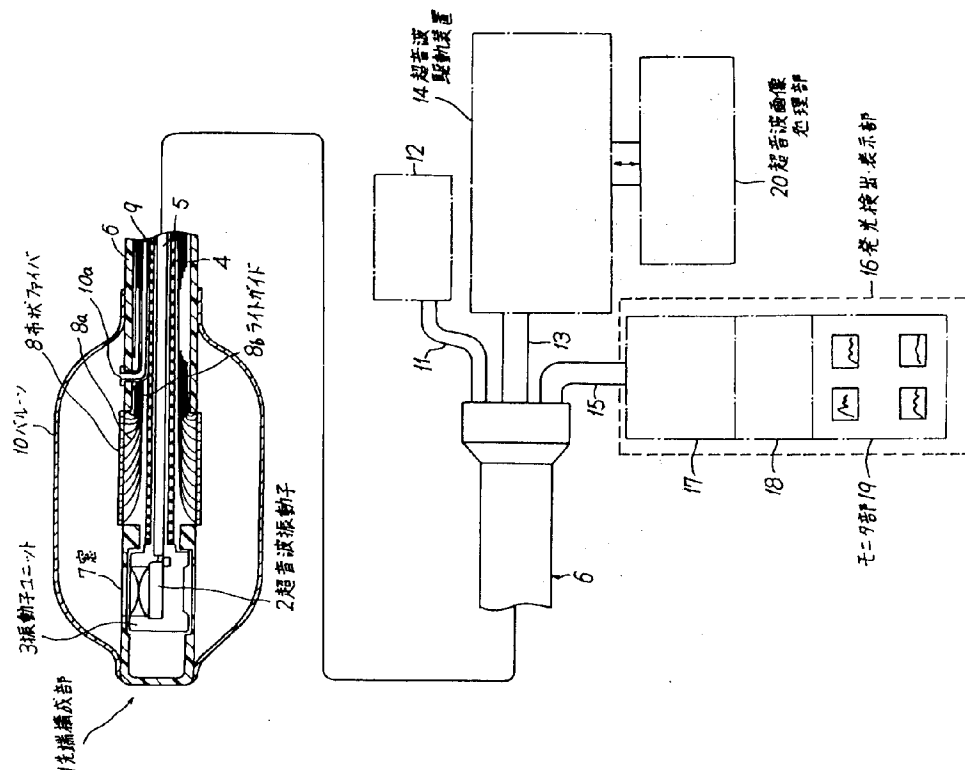
特許出願人      オリンパス光学工業株式会社

代理人弁理士      杉      村      暁      秀

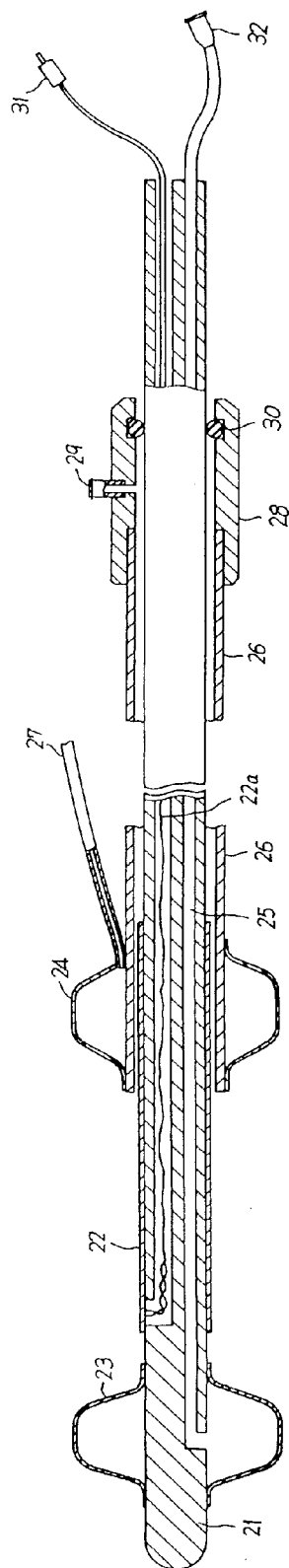
同      弁理士      杉      村      興      作

- 3 1 -

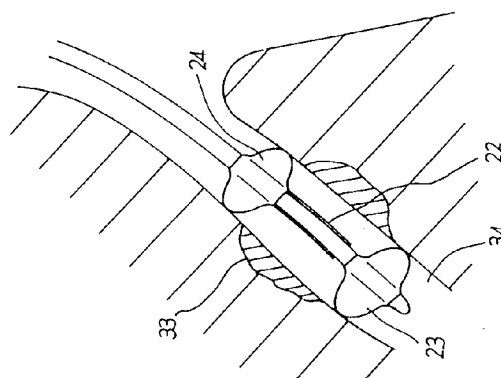
第1図



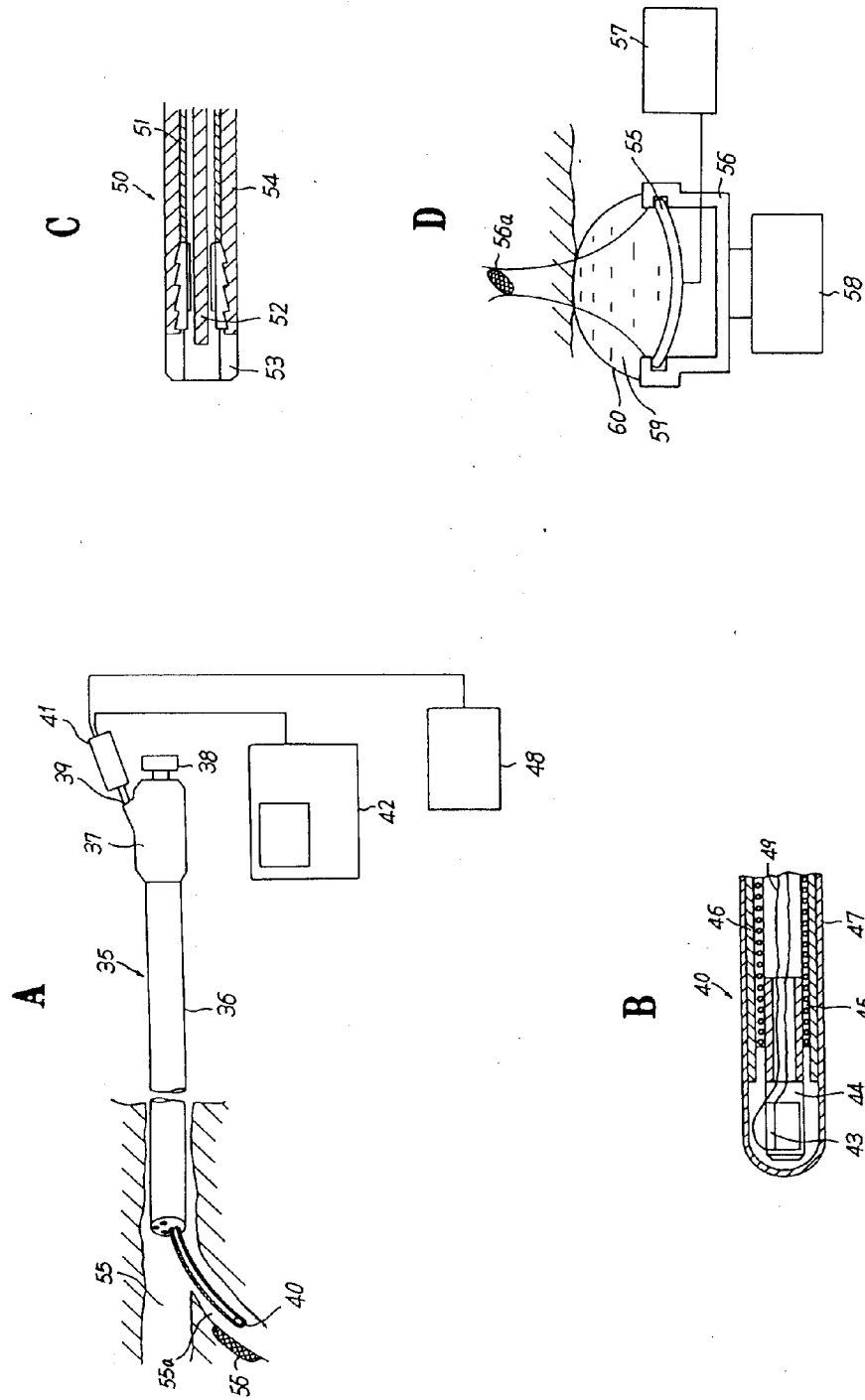
第 2 図



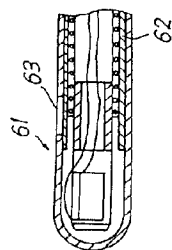
第 3 図



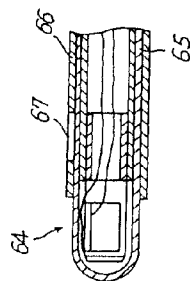
第 4 図



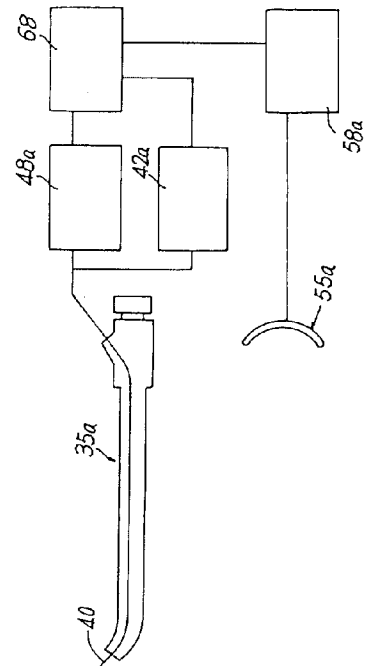
區  
五  
無



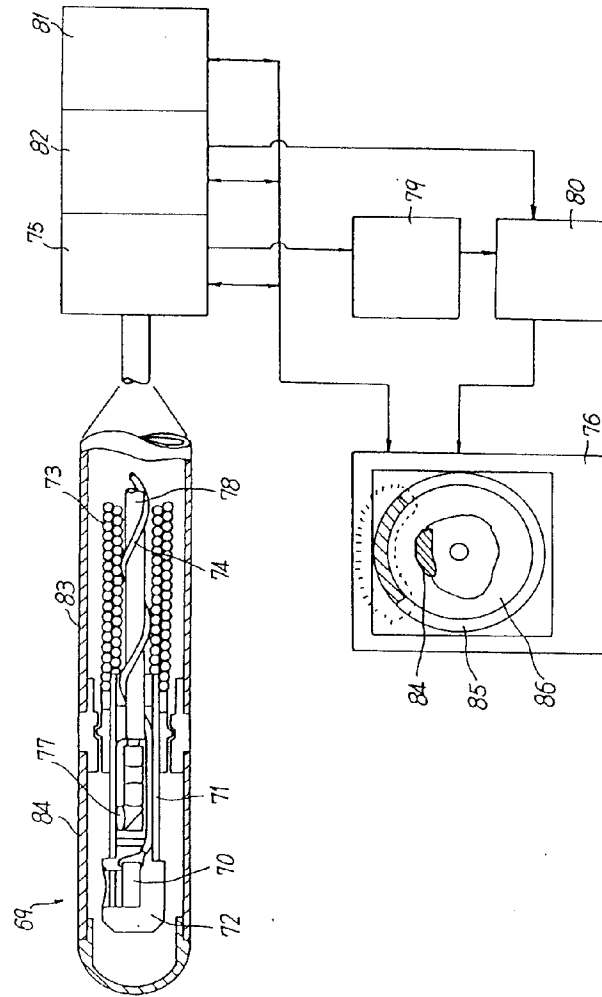
6 無



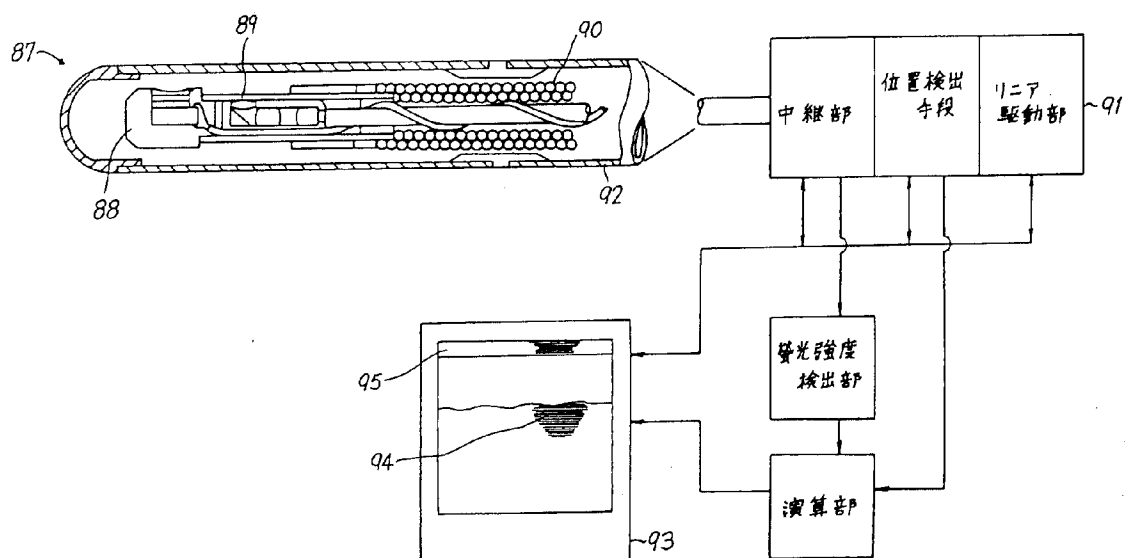
第七區



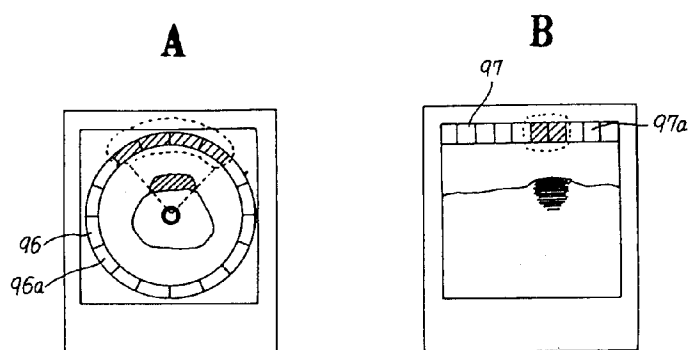
無  
窮  
無



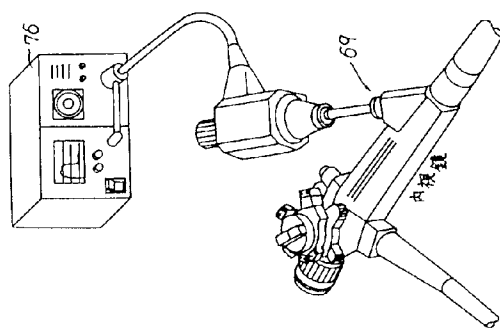
第 9 図



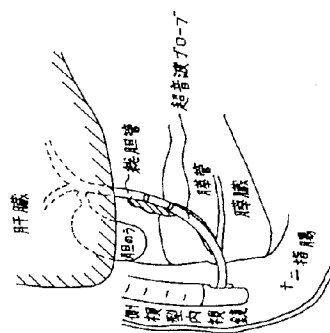
第 10 図



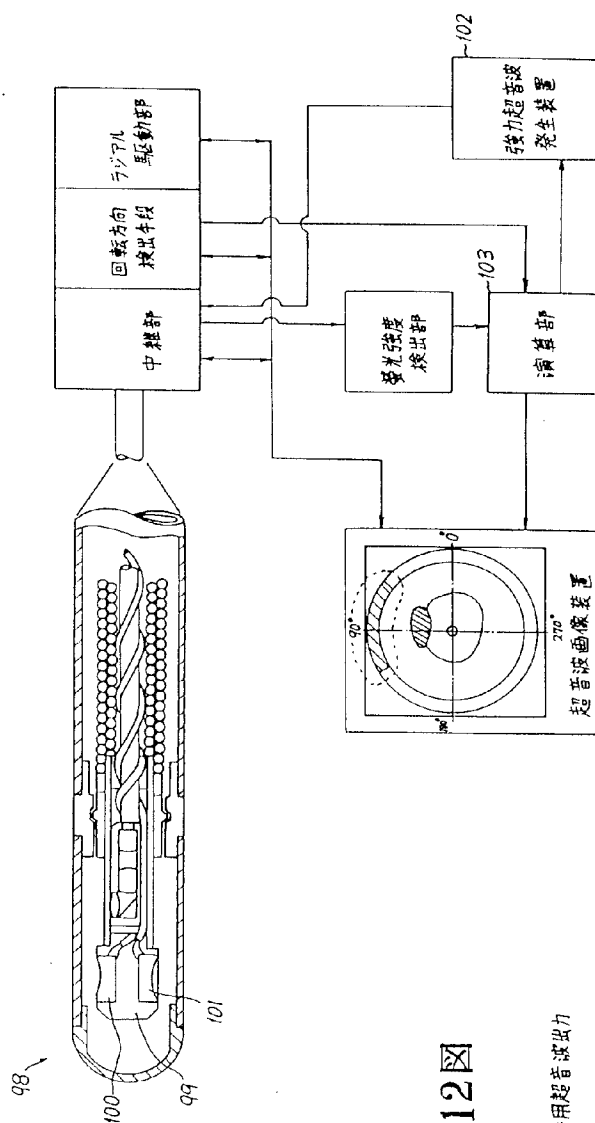
第13図



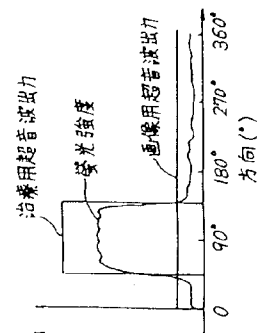
第14図



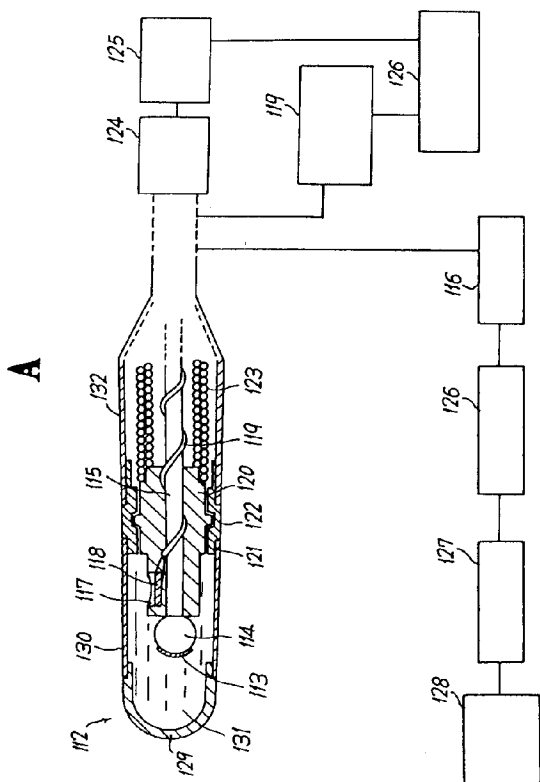
第11図



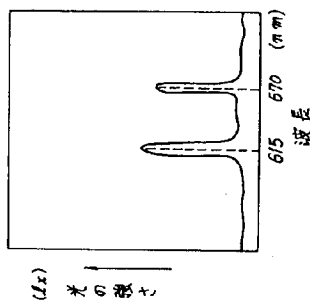
第12図



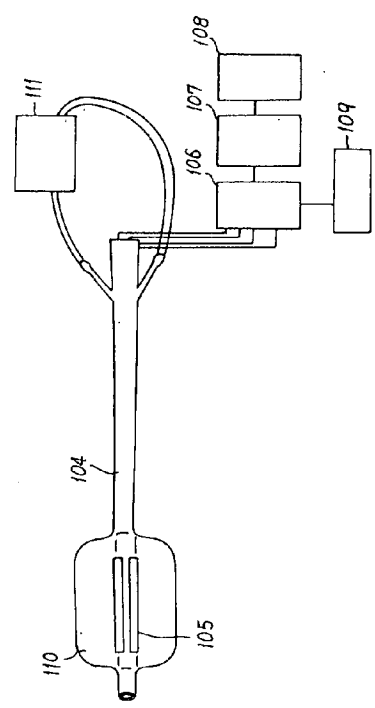
第17図



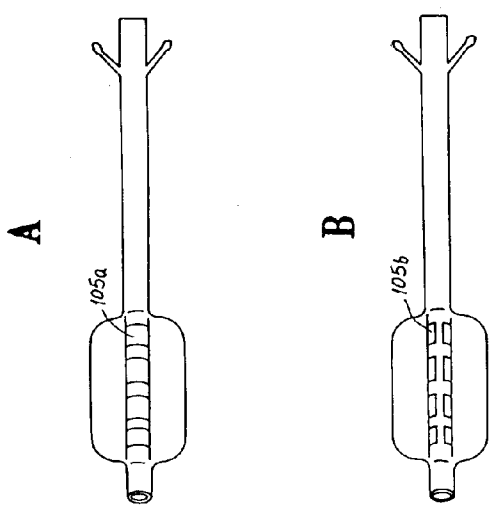
**B**



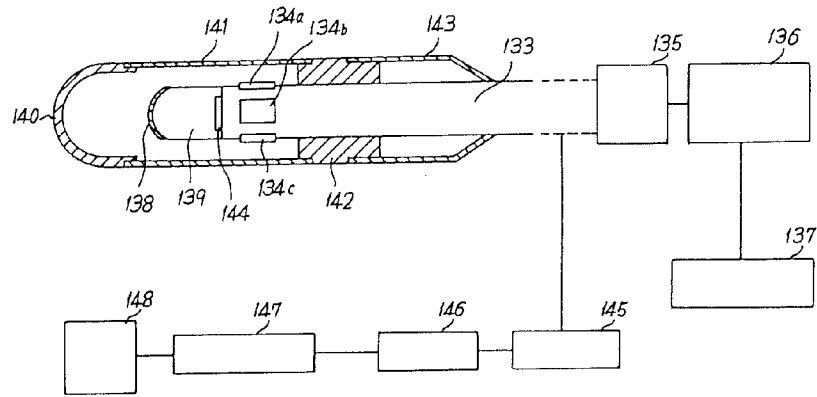
第15図



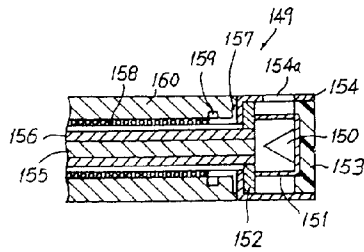
第16図



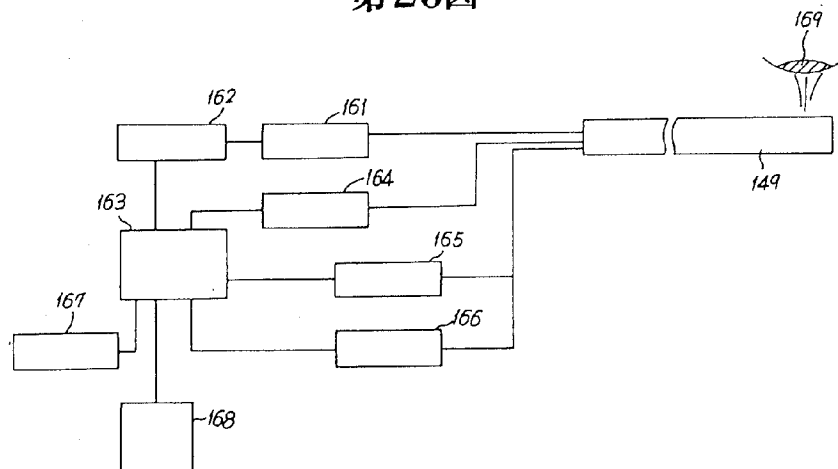
第18図



第19図

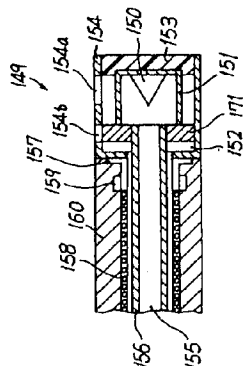


第20図

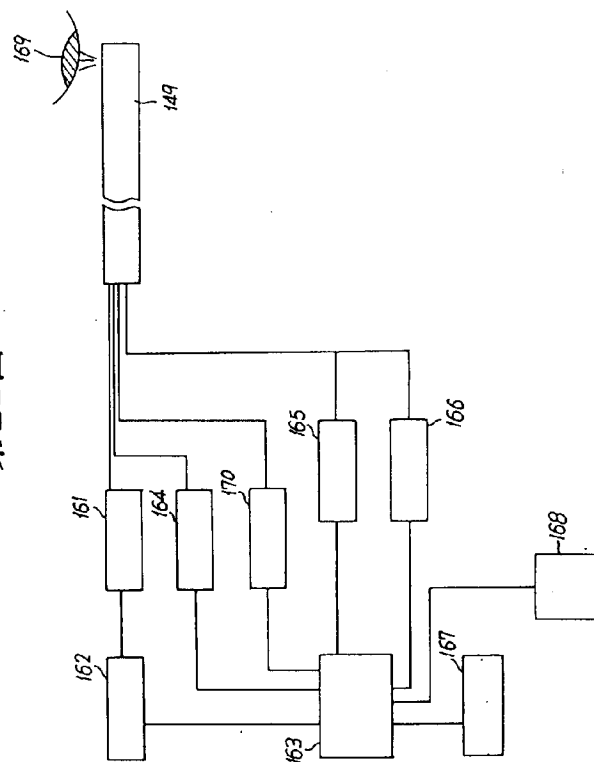




第21図



第22図



第1頁の続き

⑦発明者 岩崎 誠 二

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑦発明者 関野 直 己

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑦発明者 内山 直 樹

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑦発明者 渡辺 延 彦

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

## 手 続 補 正 書

平成 元年 6 月 9 日

特許庁長官 吉 田 文 毅 殿

## 1. 事件の表示

平成 1 年 特 許 願 第 5 8 0 2 1 号

## 2. 発明の名称

腫 瘍 治 療 装 置

## 3. 補正をする者

事件との関係 特 許 出 願 人

(037) オリジナル光学工業株式会社

## 4. 代 理 人

住 所 東京都千代田区霞が関三丁目2番4号  
霞山ビルディング7階 電話(581)2241番(代表)

氏 名 (5925)弁理士 杉 村 暁 秀

住 所 同 所

氏 名 (7205)弁理士 杉 村 興 作

5. 補正の対象 明細書全文 および図面(第4図D、第8図、  
第17図A)

6. 補正の内容 (別紙のとおり)

第4図Cおよび第17図Bの訂正はありません。

## 5. 超音波照射部と観測部とを有する腫瘍治療装置において、

超音波照射部が有する蛍光検出手段は体腔内への挿入部先端に設け、超音波発生手段は体腔外に設けたことを特徴とする腫瘍治療装置。

## 3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、患部に超音波を照射し治療する腫瘍治療装置に関する。

〔従来の技術〕

最近、患部に集積したHPD等の光感受性物質に超音波を照射すると殺細胞効果が増強され、光感受性物質にレーザを照射して癌治療を行うPDTと同様の効果が得られることが判明している。

レーザを照射する治療法は、光ファイバ等を用いてレーザ光を導光して行うものであるが、一般的に行われているPDTは次のようなものである。先ず光感受性物質を静注投与し、腫瘍に光感受性

## 明 細 書

## 1. 発明の名称 腫瘍治療装置

## 2. 特許請求の範囲

## 1. 超音波照射部と観測部とを有する腫瘍治療装置において、

超音波照射部を構成する体腔内への挿入部先端に腫瘍から発生する蛍光を検出する蛍光検出手段と、腫瘍に向けて超音波を照射する超音波発生手段とを設けたことを特徴とする腫瘍治療装置。

## 2. 超音波発生手段として、診断用超音波素子と治療用超音波素子とを設けたことを特徴とする請求項1記載の腫瘍治療装置。

## 3. 蛍光検出手段に挿入部の挿入軸に直交する全方向からの蛍光を検出する手段を付設したことを特徴とする請求項1記載の腫瘍治療装置。

## 4. 観測部のモニタに蛍光強度表示手段を設けたことを特徴とする請求項1記載の腫瘍治療装置。

- 1 -

物質を集積させる。腫瘍に $\lambda = 430\text{nm}$ のレーザを照射すると腫瘍部から $\lambda = 615, 670\text{nm}$ の蛍光が発生する。この蛍光発生部に $\lambda = 630\text{nm}$ のレーザを照射すると細胞破壊がされ治療するのである。

ところがレーザ照射法によるのは、照射角度、照射深さの面で十分でないとともに広範囲の腫瘍についての照射効率が悪く、腫瘍治療には超音波照射法による方が効果的である。この方法は光感受性物質を静注投与して腫瘍に光感受性物質を集積させた後、超音波(1MHz, 1W程度)を照射し音響ルミネッセンスにより400nm程度のスペクトルを発光させる。この発光を光感受性物質が吸収し、励起され蛍光が発生する。そして殺細胞効果が生じ治療するのである。

〔発明が解決しようとする課題〕

しかしながら、患部に超音波を照射して治療する方法には次のような問題がある。先ず患部を容易かつ確実に検知することが困難であり、また、患部検知後の目的とする腫瘍部にのみ超音波を照射し、正常部位への悪影響を防止することが困難

であるのである。

本発明は、こうした問題点を解決すべく提案されるもので、超音波を所要個所にのみ照射できる腫瘍治療装置を提供することを目的としたものである。

〔課題を解決するための手段および作用〕

本発明は、上記目的を達成するため超音波照射部と観測部とを有する腫瘍治療装置において、超音波照射部には腫瘍から発生する蛍光を検出する蛍光検出手段と、腫瘍に向けて超音波を照射する超音波発生手段を設けたものである。

このように治療部位を的確に検知し、治療部位にのみ超音波を照射して適正な腫瘍治療を行うことが可能となる。

〔実施例〕

腫瘍治療装置を用いる場合、患部を容易かつ確実に検知して治療することが必要である。第1図は、そのための第1実施例を示すものでプローブの先端構成部1には、内部に超音波振動子2を有する振動子ユニット3を設け、振動子ユニット3

にはラジアルスキャンするための駆動力を伝達する中空のフレキシブルシャフト4を接続し、フレキシブルシャフト4の中空には超音波振動子2へ信号を送受する信号ケーブル5を設ける。先端構成部1はテフロンやシリコン等の可撓性の材質から成る本体6を有し、この本体6の超音波振動子2に対向する部分には、超音波が通過可能な窓7を形成している。窓7の後方すなわち本体6の術者手元寄り位置には、本体6の外周方向に4つに分割された布状ファイバ8を設け、各布状ファイバ8の裏側でファイバ8aが束ねられ、ライトガイド8bとして本体6の延在方向に引き込まれている。更に本体6内には送水路9を設け、先端構成部1を覆うように設けた透明なバルーン10内に送水するように設けた送水口10aを介してバルーン10をふくらませるようにしている。

プローブは、体腔内に挿入するに十分な長さを有しており、先端構成部1に連続する術者手元側の本体6の端部からは送水路9に接続している送水管11が引き出され給水用ポンプ12に接続してい

- 4 -

る。さらに本体6の端部からは、信号ケーブル5の端部13が引き出されラジアル駆動及び超音波駆動装置14に接続しており、またフレキシブルシャフト4の端部15が引き出され分光器17に接続してある。なお、発光検出・表示部16には前記分光器17のほか、SITカメラ18、モニタ部19を設けている。20は超音波画像処理部である。

このように構成した第1実施例の装置を操作するには、先ず患者にHPD等の光感受性物質を投与して患部に集積させ、その後プローブを管腔内に挿入する。この挿入は、経内視鏡的あるいはX線透視下でのプローブ単独挿入等により行えばよい。

そして、患部と予測される付近にプローブ先端を位置させた後、送水路9を介して給水用ポンプ12により注水しバルーン10をふくらませて管腔壁に密着固定し、プローブ先端を定置させる。そして超音波振動子2を励振させラジアルスキャンしながら超音波を患部を目標に照射すると患部に集積した光感受性物質が励起され蛍光を発する。こ

- 5 -

の蛍光を布状ファイバ8で受光し、ライトガイド8bを介して発光検出・表示部16に導光し蛍光量をモニタする。このように蛍光量を検知することによって患部の位置を正確に把握できるのである。そこで更に光感受性物質の集積部に超音波を照射することにより、殺細胞効果が増強され正確な治療が行われる。なお、この場合に超音波画像処理部20を介して超音波画像を観察することができるようにしておくことにより、より適切な治療を実現できる。

第2、3図は、本発明の第2実施例を示したもので、体腔内に挿入するプローブの概要図である。軸21は細径で可撓性の材質から成るもので先端を体腔内へ挿入する際に体腔内壁、患部等を損傷しないように曲面形成してある。この軸21の先端近傍の外側にはPVDF等の超音波振動子22を設け、軸21の先端近傍外側には第1のバルーン23を設けている。軸21の内部には軸の延在方向に第1のバルーン23へ送気するための送気チャンネル25と超音波振動子22へ通電するための信号ケーブル22aを

- 6 -

- 7 -

設けている。

超音波振動子22は軸21の延在方向でかつ軸21の外側に延設するが、この超音波振動子22の後部から軸21外側に掛けてシース26が覆うように設けている。このシース26の先端には送気チューブ27を有する第2のバルーン24を設けている。軸21は術者の手元側にまで延在しており、手元近傍にまで連続して延在しているシース26は軸21の外側に設けてあるスライド具28に接続してあり、シース26とスライド具28は一体的に軸21に沿って摺動するようにされている。

スライド具28には、シース26と軸21との間隙に注水するための送水口29を設けるとともに手元側からの水洩れを防止するためのリング30を設けている。31は信号ケーブル26に接続してある通電コネクタであり、32は第1のバルーン23へ送気する送気口金である。

上記のように構成された第2実施例のプローブを操作するには、先ず、プローブ全体を腫瘍部の存在する管腔34等に挿入して第1のバルーン23に

送気口金32、送気チャンネル25を介して送気する。そして第2図に示すように腫瘍部33の先方に位置してプローブ全体がそれ以上挿入方向に進まないよう固定する。第1のバルーン23の後方には超音波振動子22が腫瘍部33に対向するように位置しているが、腫瘍部33の管腔方向長さに合わせて超音波振動子22を露出させて必要長さだけ腫瘍部33に対向させるために、スライド具28を介してシース26を軸21に沿ってスライドさせ超音波振動子22の露出長を定める。その後、第2のバルーン24に送気チューブ27を介して送気してふくらませ、シース26が移動しないようにするとともにプローブ全体を管腔34内で固定する。次にスライド具28に設けた送水口29から軸21外側とシース26内側との間隙を介して送水し、第1のバルーン23と第2のバルーン24との空間を水で充滿させる。このようにして超音波が腫瘍部33に伝達していき易い状態とし、超音波振動子22を励振し照射するのである。

本実施例によれば、腫瘍部33に対向しない超音波振動子22はシース26で覆われるとともに、第2

- 8 -

のバルーン24があるため超音波は不要な部分に照射されることがなくなる。

第1実施例のような腫瘍治療装置が使用困難な体腔内の部位においては、第4図Aに示す第3実施例の装置を用いればよい。この装置は内視鏡35の挿入部36に連続して操作部37を設け、操作部37には挿入部先端に設けた観察光学系に接続した接眼部38を設け、さらに挿入部先端と連通する鉗子口39を設けており、鉗子口39を通して先端に超音波振動子を有するプローブ40を挿通している。プローブ40の術者手元側にはプローブ駆動部41を設けてあり、リニアあるいはラジアルスキャンするようにしてある。そして超音波画像は、超音波観測装置42のモニタに映出するようにしてある。

第4図Bは、プローブ40の先端部断面図である。超音波振動子43が振動子固定部44に固定してあり、振動子固定部44はフレキシブルシャフト45に接続され、フレキシブルシャフト45の回転によりプローブ40の外側を形成するシース47の軸回りに回転する。フレキシブルシャフト45とシース47との間

- 9 -

には蛍光性プラスチック光ファイバ46が設けてあり、蛍光を吸収することにより励起されて蛍光を発生させてプローブ40の術者手元側に伝達し、第4図Aに示す蛍光検出部48に送光する。なお、挿入部36先端は操作部37の操作ノブを介して遠隔的に彎曲操作される。49は、超音波振動子43へ信号を送受する信号ケーブルである。

第4図Cは、超音波振動子を有するプローブに代えて鉗子口39に挿通するレーザプローブ50の先端構成部を示したものである。蛍光性プラスチック光ファイバ51は、レーザプローブ50のほぼ軸芯に設けたレーザの導光ファイバ52と先端にチップ53を有するレーザプローブ50の外側を形成するチューブ54との間に設けている。

第4図Dは、第4図Aに示した装置とは独立して用いる体外式超音波発生装置である。この装置は、超音波振動子56aを有する本体56を設けてあり、超音波振動子56aは超音波駆動装置57と接続している。本体56に連設してある移動装置58は、第4図Aの超音波観測装置42による超音波画像に

- 10 -

- 11 -

基いて、腫瘍55bの位置へ超音波の集束点が合致するように位置合わせするためのものである。この装置を用いる場合は、超音波振動子56aと人体との間に水等の超音波伝達体59を軟性樹脂等から成る膜60内に充満させて行う。

本実施例の装置を用いて治療するには、まず、患者に光感受性物質を投与しておく。そして、体腔55内へ内視鏡35を挿入し、鉗子口39からプローブ40あるいはレーザープローブ50を挿通し内視鏡観察をしながらそれらの先端を体腔55の末梢部55aへ挿入する。ここで腫瘍部55bが体腔壁に対し表在性である場合は、超音波観測装置42で画像観測し、あるいは腫瘍部55bに集積した光感受性物質に超音波またはレーザーを照射することにより発生する蛍光を蛍光性プラスチック光ファイバ46、51で検知し、腫瘍の大きさ、方向、深達度等を把握する。

腫瘍部55bの位置を把握したところで、レーザーあるいは超音波または体外式超音波発生装置からの超音波を照射するか、これらの組み合わせにより

照射して腫瘍部55bに発光させつつ殺細胞効果を得るのである。深部腫瘍56bのため蛍光観測やレーザー照射を実施できない場合は、超音波プローブ40による超音波画像に基づいて光感受性物質の集積した腫瘍部56bへ体外式超音波発生装置からの超音波を照射して、殺細胞効果を得ればよい。

第5図は、プローブ(第4図B)の変形例でプローブ61のシース62を蛍光の透過しないチューブで形成し、シース62の一部に開口部63を形成したものである。他の構成については第4図Bと同様である。本実施例では超音波振動子からの超音波により腫瘍部に発生する蛍光は、開口部63から取り込まれるため、その蛍光量を検知すれば蛍光量が最大となる開口部63の方向に腫瘍があることとなるので、効果的な把握ができる。

第6図は、プローブ(第4図B)の別の変形例でプローブ64のシース65の外側に蛍光を透過しない第2のシース66を設け、その一部に開口部67を形成したものである。他の構成については第4図Bと同様である。本実施例では、第2のシース66

- 1 2 -

をシース65に対し進退方向、回転方向に自在に移動させることができるため、腫瘍部に発生する蛍光量が最大となるように開口部67を移動させて、腫瘍部の方向、位置をより正しく把握することができる。なお、第5図、第6図の実施例はレーザープローブについても応用できる。

第7図は、第4図A、Dに示す実施例の変形例で、前記実施例では超音波観測装置と蛍光検出部により把握した腫瘍部の位置に基づき、術者がマニュアルで移動装置の操作をし体外式超音波発生装置を移動する構成であったが、この変形例では蛍光検出部48a、超音波観測装置42aに接続して位置検出部68を設け、これを移動装置にも接続して腫瘍位置の検知に伴い自動的に体外式超音波発生装置を動作させるようにしたものである。具体的には内視鏡先端が体腔内のどこに位置しているかを記録しておき、次に超音波走査と蛍光検出により腫瘍部のプローブに対する位置を検知し、体腔内における位置を算出する。そして体外式超音波発生装置の位置合わせを行うのである。

- 1 4 -

- 1 3 -

第8図は、第7実施例を示したもので、超音波プローブ69の内部先端に超音波振動子70を振動子ユニット72を介して設け、これを透明筒状の回転伝達部材71に連結してラジアルスキャンできるようにしてある。回転伝達部材71は超音波プローブ69の延在方向に延在しているコイルシース73に連結しており、超音波振動子70へ信号を送受する信号ケーブル74は回転伝達部材71、コイルシース73の中を通り中継部75を経由して超音波画像装置76へ接続してある。

超音波振動子70の近傍には超音波出射方向と同方向に光軸を有する光学系77を設け、光学系77からの光情報は、回転伝達部材71、コイルシース73の中を通した光ファイバ78を介して伝達され、中継部75、蛍光強度検出部79、演算部80を経由して超音波画像装置76へ接続してある。コイルシース73はラジアル駆動部81に接続しており、超音波振動子70の回転方向における向きはエンコーダ等の回転方向検出手段82により検知され、その位置情報は演算部80を経由して超音波画像装置76に伝達

- 1 5 -

される。ラジアル駆動部81から超音波プローブ69の先端にかけてはテフロン等から成るシース83で覆い、超音波振動子70と光学系77に対向する部分には透明なポリエチレンから成る透過窓84を形成している。

この実施例を用いて治療するには、まず患者に光感受性物質を投与し、腫瘍部近傍を超音波プローブ69でラジアルスキャンして超音波画像診断を行う。すると腫瘍部55bに集積した光感受性物質は、超音波の音響ルミネッセンスにより発生する400 nm付近の蛍光を吸収、励起して、基底状態に戻る際 600nm付近の蛍光を発光する。蛍光強度検出部79が光学系77を介して 600nm付近の蛍光を検知し、超音波振動子70からの信号と演算部80でいずれの方向（腫瘍の方向）から蛍光が発光しているかを対応検知して超音波画像装置76に画像表示する。図示の超音波画像装置76の画面では、超音波画像86の外側に蛍光表示帯85を形成し、蛍光の方向と強度を輝度として表示している。このようにして、腫瘍部の方向と大きさを容易かつ確実に

検知でき、適正な治療を実現できる。

第9図は、第7実施例の変形例であり、リニアスキャン型の超音波プローブ87を用いたものである。この実施例では、振動子ユニット88、光学系89等でコイルシース90に一体動するように固定しており、リニア駆動部91によりシース92に対し進退動（例えば 30mm 程度）できるようにしてある。超音波画像装置93での表示方法は、超音波画像94の上方に画像と対応するように蛍光表示帯95を形成し、蛍光を発生する位置と強度を輝度として表示するようにしている。他の構成については第3実施例と同様であり、治療の実際においても超音波プローブを用いてリニアスキャンして行う点を除けば第3実施例と同様である。これにより腫瘍部からの 600nm付近の蛍光を検知して表示させ、腫瘍の位置と大きさを容易かつ確実に把握できる。

第10図A、Bは超音波画像表示装置のみの他の変形例である。Aはラジアルスキャン用のもので、Bはリニアスキャン用のものであるが、それぞれの蛍光表示帯96、97は等分割のセル96a、97aとし

- 16 -

て形成している。検知した蛍光の方向または位置は対応するセル96a、97aを点滅表示させ、さらに蛍光の強度を点滅の周波数に変換し、蛍光が強いほど速く点滅させるようにして表示の読取りを容易にした。同様の効果は、セル96a、97aの色を変化させるようにしても得られる。

第11図は、第7実施例の他の変形例を示したものである。超音波プローブ98はラジアルスキャン型のものであり、振動子ユニット99には診断用超音波振動子 100と治療用超音波振動子101とを超音波プローブ98の軸線に直交する方向に反対向きに設けている。そして、治療用超音波振動子101は信号ケーブルを介して強力超音波発生装置102に接続して送信するようにしている。他の構成については、第7実施例と同様である。

この装置を用いての治療は、第7実施例と同様だが本実施例では特に強力超音波発生装置 102から治療用超音波振動子101を介して1MHz 1W程度の強力超音波を患部に照射することで殺細胞効果の向上を図れる。この場合、第12図に示すよ

- 17 -

うに蛍光強度の強い範囲（腫瘍部のある方向）にのみ強力超音波を照射するように、演算部103からの信号を強力超音波発生装置102に送信すればよい。この治療方法は、リニアスキャン等他の走査方式に応用できることはいうまでもない。

第13図、第14図は実際の使用例を示したものである。

第15図は、第11実施例を示したもので、中空チューブ（カテーテル）104の先端に延在方向に分割した PVDF、圧電素子等の超音波発生手段を配し、それぞれの超音波発生手段105に信号ケーブルを接続し、術者手元側に配した切替スイッチ 106を介してアンプ107、発信機108に接続するとともに、フットスイッチ109を接続し任意の超音波発生手段105を覆うようにバルーン110を設け、カテーテル104の手元側に設けた還流装置111を介してバルーン110内に超音波伝達媒体液を注入できるようにしている。

この装置を用いて治療するには、まず、患者に

- 18 -

- 19 -

光感受性物質を静注投与し、腫瘍部に集積したところでカテーテル104を体腔内に挿入し超音波発生手段105の全てを駆動して全周に超音波を照射する。カテーテル104の内部には内視鏡を挿通できるので、内視鏡により超音波が照射され光感受性物質が反応して発光した腫瘍部を視認する。そこで術者はフットスイッチ109を介して、発光している腫瘍部方向に対向している超音波発生手段105のみを駆動して超音波を照射し、治療を行う。治療時に強い超音波が必要であれば個々の超音波発生手段105は、独立して出力制御できるので選択的に出力を強くすることができる。このようにして、本実施例では効率的な診断、治療を行い、診断、治療時間の短縮化を図れる。なお、本実施例において患部に対向している超音波発生手段を選択可能とするためにカテーテルの内側に数字、記号等で超音波発生手段に対応する識別手段を形成することにより、フットスイッチ等の外部制御手段の対応するスイッチにより選択的に駆動させることができる。

- 2 0 -

その他端はモータ124の駆動軸に連結しており、回転部材120に回転力を伝えるようにしてある。モータ124はモータ制御回路125を介して操作部126に接続され、超音波振動子駆動回路119も操作部126に接続されている。

前記光ファイバ115は、その他端が分光器116に連結され、分光器116にはさらにSITカメラ126、アナライザ127を通してモニタ128が接続してある。

集光レンズ114、超音波振動子118の周囲には先端キャップ129を有するポリエチレンから成る円筒130が設けてあり、円筒内部には水等の超音波伝達液131を充填させている。この円筒130は、接続部材121を介して超音波プローブ本体を形成するテフロンシース132に固着してある。

本実施例の装置を用いて治療するには、先ず患者に光感受性物質を静注投与し腫瘍部に集積させる。次に超音波プローブ112を経内視鏡的に体腔内に挿入し、操作部126を操作しモータ制御回路125を介してモータ124を駆動させる。するとコ

第16図A、Bはカテーテルの変形例を示したもので、超音波発生手段105a、105bを治療対象に合わせて使用できるようにAは超音波発生手段をカテーテル長さ方向に分割したものであり、Bはカテーテルの長さ方向およびそれに直交する方向に分割したものである。

第17図Aは、本発明の第12実施例を示したもので、超音波プローブ112の先端には先端に鏡113を有する集光レンズ114を配し、集光レンズ114には超音波プローブ112の延在方向に光ファイバ115を接続し、光ファイバ115の他端は分光器116に接続している。集光レンズ114の後部には整合層レンズ117を有する超音波振動子118を設け、これに接続した信号ケーブル118aは、超音波振動子駆動回路119に接続している。超音波振動子118は回転部材120に固定されており、回転部材120は超音波プローブ112本体に設けてある接続部材121に係止部122を介して回転可能に支持されている。回転部材120は、術者手元側にまで延在しているコイルシース123に接続してあり、

- 2 1 -

イルシース123を介して回転部材120が回転し、超音波振動子118が回転する。次に操作部126を操作して超音波振動子駆動回路119を介して、超音波振動子118を駆動させ超音波を照射する。超音波は音響ルミネッセンスにより400nmのスペクトルを発光し、腫瘍部に集積した光感受性物質に吸収されると、腫瘍部から615,670nmの蛍光が発生する。この蛍光を集光レンズ114で集光し鏡113で反射して光ファイバ115に送光する。光ファイバ115を通った蛍光は、分光器116で分光され、SITカメラ126、アナライザ127を経由してモニタ128に表示される。モニタ128の画像を表示したのが第17図Bであり、これを見て光の強度の強い個所を確認してモータ124を停止させる。すると超音波振動子118の回転が止まり、腫瘍部に400nmのスペクトルが照射される。このスペクトルを腫瘍部に集積した光感受性物質が吸収し、殺細胞効果を発現し治療ができるのである。

このようにして、本実施例では腫瘍部に超音波が照射されているか否かを確認しながら適正な治

- 2 2 -

- 2 3 -

療ができる。

第18図は、第13実施例の変形例であり超音波振動子134a, 134b, 134cはプローブ133の先端外周上に列設しており、これら超音波振動子は超音波振動子駆動回路135を介して超音波振動子制御装置136に接続している。この装置136は操作部137から命令の入力をされるように接続してある。プローブ133の先端には、鏡138を有する円柱状の集光レンズ139を設けている。プローブ133先端外方を覆うように、先端キャップ140を有するポリエチレンから成る円筒体141とテフロンシース143は、固定部材142を介して接続されるとともにプローブ133に固定されている。他の構成については、前記実施例と同様であり、144は光ファイバー、145は分光器、146はSiTカメラ、147はアナライザ、148はモニターである。

この装置を用いて治療するには、先ず光感受性物質を患者に静注投与して後、本装置を経内視鏡的に体腔内へ挿入する。操作部137を操作して超音波振動子制御装置135で遅延をかけ、超音波振

動子駆動回路135を介して超音波振動子134a～cを順次駆動させ、超音波を腫瘍部に照射することにより発生する615,670nmの蛍光を集光レンズ139で集めてモニター148に映出して腫瘍部を探し出す。腫瘍部を把握したら超音波振動子134a～cを選択的に駆動して、腫瘍部に超音波を照射し殺細胞効果により治療を行うのである。

本実施例は、超音波振動子134a～cを回転させながら駆動させる方式を採らないので、回転機構、装置を要せず構成の簡素化を図れるとともにプローブ径を細くできる。また複数の超音波振動子を選択的に駆動させて効率的治療ができる。なお、超音波振動子の数は3個に限定されるものでないことはいうまでもない。

第19図は第14実施例を示すものでプローブ149の一部断面図である。コーンミラー150は、固定部材151に固定しており、固定部材151はコーンミラー150より後方に設けてある固定板152に固定してある。これらは先端部材153を有するカバー154で覆われており、このカバー154にはレー

- 2 4 -

ザ光の照射あるいは蛍光の受光を行う窓154aが形成してある。なお、先端部材153はカバー154が摺動できるように水密に接合してあるとともに、先端部材153は、固定部材151を固定している。

前記固定板152の中央に孔を形成して光ファイバ155を内包した遮光管156の端部を固定している。カバー154は軸157に固定しており、軸157にはフレキシブルシャフト158が接続してありカバー154を回転可能にしている。159はエンコーダである。軸157、フレキシブルシャフト158の外周にはそれらが摺動可能にシース160を水密に設けている。

第20図は、装置全体を示すブロック図である。モータ161は、プローブ149のフレキシブルシャフト158に接続してあり、コントローラ162を介してCPU163に接続している。位置検出回路164は、プローブ149のエンコーダ159に接続してあり、CPU163に接続してある。光ファイバ155は、分光器165、レーザ装置166と接続してあり、これらはCPU163に接続してある。さらにCPU163

- 2 5 -

には操作パネル167、CRT168が接続してある。

本装置を用いて治療するには、先ず患者に光感受性物質を投与して後、プローブ149を体腔内に挿入し、腫瘍部169近傍に位置させる。次に操作パネル167を操作してモータを駆動させるために信号をCPU163に送信する。コントローラ162は、この信号に基づきモータ駆動信号をモータに送信する。モータ161の駆動によりフレキシブルシャフト158、軸157を介してカバー154が回転する。

一方、操作パネル167を操作して位置検出回路164を駆動する信号をCPU163に送信する。軸157の回転角は、エンコーダ159により検出されて位置検出回路164で処理される。そこで、エンコーダ159の検出値とカバー154の窓154aの位置とを予め対応させておくことにより、エンコーダ159の検出値を処理すれば窓154aの位置が把握できる。窓154aの位置データはCPU163に送信され、位置の画像化が図れる。

レーザ光の照射、腫瘍部からの蛍光の受光には先ず操作パネル167を操作して、分光器165、レ

- 2 6 -

- 2 7 -



ーザ装置166を駆動する信号をCPU163に送信する。CPU163からの信号によりレーザ装置166が駆動すると、レーザ光は光ファイバ155を通過してコーンミラー150に到達し、ここでレーザ光は360°方向に散乱し、その一部はカバー154の窓154aからブローブ149の外へ放射される。この場合、カバー154は回転しているので、レーザ光は360°のどの方向にも放射される。レーザ光の波長は430nmがよいが、光感受性物質を集積した腫瘍にレーザ光を照射すると、そこから波長615,670nmの蛍光が発生する。この蛍光は窓154aから受光されるが、コーンミラー150を介して光ファイバ155に入る。さらに分光器165で分光され、波長615,670nmの蛍光だけを検出する。検出した後、信号をCPU163に送り、CPU163では信号を処理し記憶するとともに、処理した信号をCRT168に送信して腫瘍部の位置を画像化する。このようにして腫瘍部の位置は窓154aの位置データと蛍光とを対応させることにより正確に把握できる。なお、レーザ装置166と分光器165の切換え装置について

は図示していない。把握された腫瘍部へ一連の動作を経て波長630nmのレーザ光を照射することにより、腫瘍細胞が破壊されて治療が行われる。本実施例によれば、腫瘍部に対する正確な位置検出、治療が可能となる。

第21図、第22図は、第15実施例の更に別の変形例であり、前記変形例と異なるのはブローブ先端に超音波振動子171を設けるとともにカバー154に超音波出射窓154bを形成した点である。レーザ光で治療するのは前記変形例と同様である。超音波で治療するには、まず、モータ161を駆動させてカバー154を回転させるとともに超音波振動子駆動回路164を駆動させて超音波振動子171から超音波を照射して行う。光感受性物質を集積した腫瘍部からは音響ルミネッセンスにより400nmのスペクトルが発光する。スペクトルを窓3aを通して発光位置を検出しておいて、超音波をそこへ照射することにより、スペクトルを光感受性物質が吸収し励起されて殺細胞効果が生じるのである。なお、超音波を照射して発光したスペクトルの位

- 2 8 -

置を検出して、その位置に波長630nmのレーザ光を照射して治療を行ってもよい。

〔発明の効果〕

以上のごとく本発明によれば、超音波振動子を必要範囲だけ露出させて超音波を所要の患部に照射できるようにしたので、正常部位への悪影響を防止して適正な治療ができる。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は、本発明の第1実施例を示す概要図、

第2図、第3図は第2実施例に係るブローブの断面概要図および使用状態を示す概要図、

第4図A、B、C、Dは第3実施例を示す図、

第5図は第4実施例、第6図は第5実施例、第7図は第6実施例、第8図は第7実施例、第9図は第8実施例、第10図A、Bは第9実施例、第11、12図は第10実施例、第13、14図は実際の使用例、第15図は第11実施例、第16図A、Bはカテーテルの実施例、第17図A、Bは第12実施例、第18図は第13実施例、第19、20図は第14実施例、第21、22図は第15実施例を示す図で

ある。

1…先端構成部	2…超音波振動子
3…振動子ユニット	7…窓
8…布状ファイバ	10…バルーン
14…超音波駆動装置	16…発行検出・表示部
19…モニタ部	20…超音波画像処理部

特許出願人 オリンパス光学工業株式会社

代理人弁理士 杉 村 曉 秀

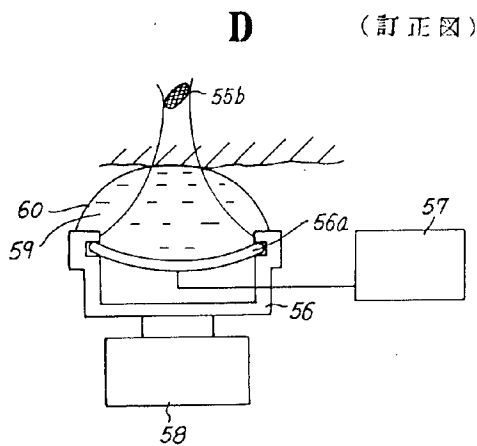
同 弁理士 杉 村 興 作



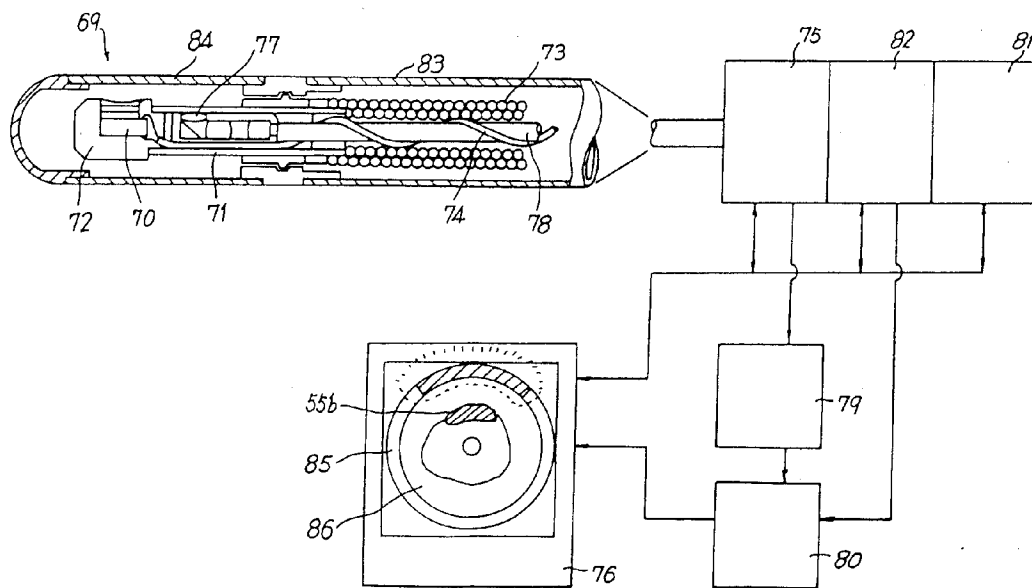
- 3 0 -

- 3 1 -

第 4 図



第 8 図 (訂正図)



第17図 (訂正図)

A

